

## MEDICAL IMPLEMENT

**Patent number:** JP2000271132  
**Publication date:** 2000-10-03  
**Inventor:** ISHIKAWA MASAHIRO  
**Applicant:** OLYMPUS OPTICAL CO  
**Classification:**  
- international: A61B17/28; A61B17/22  
- european:  
**Application number:** JP19990083972 19990326  
**Priority number(s):** JP19990083972 19990326

### Abstract of JP2000271132

**PROBLEM TO BE SOLVED:** To provide a medical implement allowing an operator to operate an operating wire for driving the treatment part lightly by reducing the friction resistance between the outer surface of the operating wire and the inner surface of the sheath. **SOLUTION:** This medical implement has a long sheath 2, a treatment part 13 disposed at the top of the sheath 2, an operating part 4 disposed at the handling end of the sheath 2, and an operating bar 8 inserted into the sheath 2 for transmitting the drive force to the treatment part 13. In the medical implement, the outer surface of the operating bar 8 is coated at least partly with a resin outer layer, and fine irregularity is formed at least partly on the outer surface of the outer layer for improving the slidability between the outer layer and the sheath 2.

---

Data supplied from the **esp@cenet** database - Worldwide

(19)日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11)特許出願公開番号  
特開2000-271132  
(P2000-271132A)

(43)公開日 平成12年10月3日(2000.10.3)

(51)Int.Cl.

識別記号

F I

テ-マ-ト(参考)

A 6 1 B 17/28  
17/22

A 6 1 B 17/28  
17/22

4 C 0 6 0

審査請求 未請求 請求項の数 3 O L (全 7 頁)

(21)出願番号 特願平11-83972

(22)出願日 平成11年3月26日(1999.3.26)

(71)出願人 000000376

オリンパス光学工業株式会社  
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号

(72)発明者 石川 正宏  
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ  
ンパス光学工業株式会社内

(74)代理人 100058479

弁理士 鈴江 武彦 (外4名)

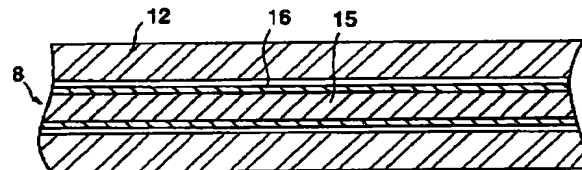
Fターム(参考) 4C060 EE28 GG08 GG26 GG29 KK03  
KK10 KK20

(54)【発明の名称】 医療器具

(57)【要約】

【課題】本発明の目的とするところは操作ワイヤーの外  
面と、シースの内面との間の摩擦抵抗を軽減し、処置部  
を駆動する操作ワイヤーの操作を軽量に行える医療器具  
を提供することにある。

【解決手段】本発明の医療器具は、長尺なシース2と、  
このシースの先端に配置された処置部13と、上記シース  
2の手元側に配置された操作部4と、上記シース2内  
に挿通され上記操作部4から上記処置部13に駆動力を  
伝える操作棒8とを有した医療器具において、上記操作  
棒8の外表面の少なくとも一部に樹脂製の外層16が被  
覆され、かつ上記外層16の外表面の少なくとも一部に  
上記シース2との滑動性を高める形態で微小な凹凸を形  
成したものである。



## 【特許請求の範囲】

【請求項1】長尺なシースと、このシースの先端に配置された処置部と、上記シースの手元側に配置された操作部と、上記シース内に挿通され上記操作部からの処置部に処置駆動力を伝える伝達部材とを有した医療器具において、

上記伝達部材の外表面の少なくとも一部に樹脂製の外層が被覆され、かつ上記外層の外表面の少なくとも一部に上記シースとの滑動性を高める形態で微小な凹凸を形成したことを特徴とする医療器具。

【請求項2】請求項1の医療器具において、上記伝達部材が可撓性を有する金属製のワイヤーであり、上記シースがコイルであることを特徴とする医療器具。

【請求項3】請求項1または請求項2の医療器具において、上記微小な凹凸の落差が、平均1ミクロンから15ミクロンの間であることを特徴とする医療器具。

## 【発明の詳細な説明】

## 【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、内視鏡用処置具等の医療器具に係り、特に操作部から長尺なシース内に挿通した伝達部材を介して駆動力を処置部に伝えるようにした医療器具に関する。

## 【0002】

【従来の技術】一般に、内視鏡用処置具は内視鏡のチャンネルに挿通して体腔内に導入される長尺なシースを備える。このシースの先端には処置部が設けられ、この処置部はシース内に挿通した操作ワイヤーを手元操作部から押し引き操作することで駆動される。このようにシースの先端にある処置部、例えば生検カップを開閉するため、シース内に挿通した操作ワイヤーを押し引きして先端にある処置部を操作する。使用時、処置部を操作するとき、シース内の操作ワイヤーが移動するが、このとき、操作ワイヤーとシースの内面との間に摩擦抵抗が発生する。特に、シースが蛇行、湾曲していると、シースの内面と操作ワイヤーとの摩擦抵抗が増加し、操作ワイヤーを牽引、前進させるのに大きな力量が必要となる。極端な場合には操作ワイヤーが動かなくなることがある。こういった場合、操作部に与えた力量は鉗子部に伝わらず、カップを自由に操作できず、また、正確な生検行為が行えなくなる。

## 【0003】

【発明が解決しようとする課題】米国特許5,571,129号には、操作ワイヤーの外周面に樹脂製の被覆を施す方法が提案されている。

【0004】しかしながら、これは、操作ワイヤーの汚染を防止するために、その操作ワイヤーの外周面に樹脂を被覆し、ワイヤーを単に密封するものであり、操作ワイヤーの外径が増加し、操作ワイヤーとシースの内面とのクリアランスが減少してしまう。その結果、樹脂製の被覆を施す前のものよりも操作ワイヤーの動きが阻害さ

れ、操作ワイヤーが動き難い。

【0005】また、上記先行例以外にも、操作ワイヤーの外周面に樹脂を被覆するようにした技術としては、ドイツ実用新案G8230264号公報にて知られる絶縁目的としたもの、実開昭58-160010号公報にて知られる操作ワイヤーの座屈防止を目的としたもの、実開昭54-18992号公報にて知られる操作ワイヤーの周囲を密閉して吸引性を向上することを目的としたものなどがある。しかし、いずれのものも操作ワイヤーの動き易さに関しては考慮されておらず、いずれも操作ワイヤーの操作性に関して満足できるものではなかった。

【0006】本発明は上記課題に着目してなされたものであり、その目的とするところは操作ワイヤーの外面と、シースの内面との間の摩擦抵抗を軽減し、処置部を駆動する操作ワイヤーの操作が軽い力量で行える医療器具を提供することにある。

## 【0007】

【課題を解決するための手段及び作用】請求項1に係る発明は長尺なシースと、このシースの先端に配置された処置部と、上記シースの手元側に配置された操作部と、上記シース内に挿通され上記操作部から上記処置部に駆動力を伝える伝達部材とを有した医療器具において、上記伝達部材の外表面の少なくとも一部に樹脂製の外層が被覆され、かつ上記外層の外表面の少なくとも一部に上記シースとの滑動性を高める形態で微小な凹凸を形成したことを特徴とする医療器具である。

【0008】請求項2に係る発明は、上記伝達部材が、可撓性を有する金属製のワイヤーであり、上記シースがコイルであることを特徴とする医療器具である。

【0009】請求項3に係る発明は、上記微小な凹凸の落差が、平均1ミクロンから15ミクロンの間であることを特徴とする医療器具である。

【0010】本発明によれば、樹脂被膜の外表面に形成された微小な凹凸により、シース内面と伝達部材外表面との接触面積が減少し、両者の摩擦抵抗が減少することで、上記医療器具の操作が軽くなる。

## 【0011】

【発明の実施の形態】〔第1実施形態〕図1、図2、図3及び図4を参照して、本発明の第1実施形態に係る外科手術用切開鉗子について説明する。

【0012】（構成）図1はその外科手術用切開鉗子1を示し、この切開鉗子1は真っ直ぐな硬性の管材によって形成されたシース2を有し、このシース2の部分の体腔内に導入する挿入部とする。

【0013】上記シース2の手元端部分には、グリップ3を備えた操作部4が設けられている。操作部4には操作レバー（ひきがね）5が設けられている。操作レバー5はその中間部を上記グリップ3の上部に接続ピン6によって枢着して回動自在に取り付けられている。操作レバー5はグリップ3側に隣接位置する端部を指掛け部7

としており、その指掛け部7にグリップ3を把持する手の指を掛け、操作レバー5を回動する操作を行う。操作レバー5の他端部分にはシース2内に挿通された伝達部材としての操作棒8の手元端を連結する接合部9が設けられている。そして、操作レバー5を回動操作することにより上記シース2に対して操作棒8を進退する操作を行うことができる。

【0014】一方、上記シース2の先端には、先端チップ11が固定的に取り付けられている。この先端チップ11には組織を切開する一対のハサミ(片)12a、12bを備えた処置部13が設けられている。各ハサミ12a、12bは上記先端チップ11に対して枢着されている。一対のハサミ12a、12bの基端アームには図示しない開閉リンク機構を介して上記操作棒8の先端が連結されている。そして、一対のハサミ12a、12bは上記操作棒8を牽引することで閉じ、逆に操作棒8を押し込むことで開く。

【0015】上記操作棒8は図2で示す如く、シース2内に挿通されており、この操作棒8は次の如く構成されている。すなわち、操作棒8は金属製の硬質の芯(軸)15を内層としており、この芯15の外周面には少なくともシース2内に位置する全領域にわたり樹脂製の外層16が被覆されている。外層16はその材料を溶融して押し出し成形することによって形成される。

【0016】外層16の外表面には少なくともシース2内に位置する全領域にわたり全体的に図3及び図4で示す如く、上記シース2との滑動性を高める形態で、複数の微小な凸部18と凹部19が形成されている。ここで凸部18は図4で示す如く三角錐状の山状に形成され、その各凸部18の頂点は図3で示す如く斜交する複数の仮想線の交点にそれぞれが配置される、所謂、斜列の配置状態に均等に分散して配置されている。また、微小な凸部18と凹部19を形成する形態の部分は外層16の全体にわたって形成する場合に限らず、シース2との滑動性を高める必要の程度に応じてその一部の領域にのみ形成するようにしてもよい。

【0017】また、凸部18と凹部19の落差の値の平均(粗さ)は5ミクロンであり、凸部18の密度は1mm平方当たり平均で、約1,000個の凸部18が形成されている。また、凸部18は規則的な位置関係で配置されている場合に限らず、ある程度、不規則的な位置関係で配置されるものであってもよい。

【0018】また、凹凸の落差が5ミクロンの値であるが、1ミクロンから15ミクロンの間の値であれば、良好な滑りを発揮し、更に好ましくは3ミクロンから5ミクロンの間の値が安定した高い滑り性を得られる。

【0019】一方、凹凸の落差が1ミクロンよりも小さい値の場合にはシース2の内面と接触した場合に樹脂製の凹凸であるため、その凹凸が潰れてしまい、滑り効果が落ちる。また、これよりも大きな場合には操作棒8に

対してその中心軸と垂直な方向に大きな力が加わった場合には凹部19の部分の起点にして操作棒8が折れ易くなることや、シース2の内表面が粗い表面を形成している場合には凸部18がシース2の内表面に引っ掛かるようになるために滑りにくくなる。

【0020】ここで、上記外層16の膜厚としては、凸部の頂部から寸法で、50ミクロンで形成されている。しかし、膜厚は特に一様な厚さに形成される必要はない。

【0021】また、外層16を形成する材料として、その主成分が、ある程度可撓性を有する樹脂、例えば、ポリエチレン、ポリプロピレン、若しくはポリエチレンテレフタレート、ポリブチルテレフタレート等のポリエステルや、ポリアミド、ポリアセタール、塩化ビニルや、ポリテトラフルオロエチレン、テトラフルオロエチレン/ヘキサフルオロプロピレン共重合体、テトラフルオロエチレン/パーフルオロアルキルビニルエーテル共重合体、エチレン/テトラフルオロエチレン共重合体等のフッ素樹脂や、これらの混合材料等が考えられる。

【0022】ここで、被覆する樹脂材料は樹脂であればどのような樹脂でも構わないが、特に上記のような樹脂であれば入手が容易で生産性が高い。さらに好ましくは、ポリエチレンやポリプロピレン、ポリアミドが安価で高い滑り性を発揮する。また耐熱性を求める場合にはポリテトラフルオロエチレン、テトラフルオロエチレン/ヘキサフルオロプロピレン共重合体、テトラフルオロエチレン/パーフルオロアルキルビニルエーテル共重合体、エチレン/テトラフルオロエチレン共重合体等のフッ素樹脂が好ましい。

【0023】また、外層16は芯15の外周上に押し出し成形によって被覆され、凸部18及び凹部19はその成形時の温度を調節することで、成形時において所定の形態に形成されるが、その形成方法としては、平滑な被覆を施した後に、ブラスト処理等によって凹凸を形成する等、その形成方法に限定はない。しかし、生産性を考慮すると、本実施形態の形成方法が好ましい。

【0024】(作用) 上記操作棒8はその外表面に微小な凹凸を形成した樹脂製の外層16を被覆しているため、硬質で管状のシース2の内面との接触において、凸部18での点接触となり、操作棒8とシース2との摩擦抵抗が低下し、軽い力量で操作棒8を移動し、進退させることができる。

【0025】(効果) シース2に対して操作棒8が軽く進退することができることで、シース2の先端にある処置部13のハサミ12a、12bを軽く開閉することができる。また操作部3で操作レバー5により操作棒8に与えた力が減衰することなく、先端の処置部13に効率よく、直ちに伝わるため、ハサミ12a、12bによる切開が手元操作に対応して良好に行える。

【0026】[第2実施形態] 図5、図6、図7及び図

8を参照して本発明の第2実施形態に係る生検鉗子について説明する。

【0027】（構成）図5はその外科手術用切開鉗子21を示し、この外科手術用切開鉗子21は密巻き形成されたコイルシース22を有し、このコイルシース22の部分を体腔内に導入する挿入部としてある。コイルシース22の基端には操作部23を設け、コイルシース22の先端には生検用処置部24を設ける。操作部23は操作部本体25と操作用スライダ26を有し、操作用スライダ26を上記コイルシース22の内腔に挿通された操作ワイヤー27に連結してある。生検用処置部24は開閉自在な一対の生検カップ24a、24bを有してなり、この一対の生検カップ24a、24bは上記操作ワイヤー27の押し引き操作に連動して開閉する。

【0028】上記操作ワイヤー27は、例えばステンレス製の単線ワイヤーによって形成されている。図6で示す如く、操作ワイヤー27の外周面には樹脂製の外層17が被覆されている。操作ワイヤー27は上記コイルシース22の内腔に移動自在に挿通されている。

【0029】操作ワイヤー27に被覆された外層17の外表面にはその略全体にわたり図7及び図8で示す如く、微小な凸部28と凹部29が多数形成されている。各凸部28は等間隔で平行に筋状に形成され、その凸部28の筋が全体として操作ワイヤー27の外周面に対して螺旋状に形成されている。また、凸部28の横断面形状は図8で示す如く、半円形であり、凹部29の底面は平坦に形成されている。

【0030】また、凸部28と凹部29の凹凸の落差は第1実施形態とは異なり平均約10ミクロンであり、外層17の膜厚は5ミクロンで均一に形成されている。このように外層17の表面には上記コイルシース22との滑動性を高める形態で微小な凹凸が形成されている。

【0031】本実施形態における外層17は第1実施形態と同様に操作ワイヤー27を電気的に絶縁する状態にする必要がないので、その凹凸の一部にピンホール30、つまり操作ワイヤー27の部材が一部表面に露出する部位を形成している。

【0032】また、外層17を形成する樹脂材料としては第1実施形態と同様の樹脂を使用している。

【0033】（作用）第1実施形態と同様である。

【0034】（効果）第1実施形態の効果に加えて、筋状に凹凸が形成されていることで、細かい凹部29に汚れが付着し難い面を持っている。また、凹凸部の筋が螺旋状に形成されていることで、軸方向への滑り性が高い機能を奏するものとなっている。

【0035】〔第3実施形態〕図9を参照して本発明の第3実施形態について説明する。本実施形態は上述した第2実施形態の変形例である。

【0036】（構成）本実施形態においては操作ワイヤー27に外層17が形成されていない。その代わりに、

コイルシース22の内面に内層31を形成する。この内層31は前述した実施形態と同じ樹脂材料によるものであり、内層31の内側表面には第2実施形態と同様の微小な凹凸が形成されている。その他の構成は第2実施形態と同様である。

【0037】（作用）第1実施形態と同様である。

【0038】（効果）第2実施形態の効果に加え、内層31が密巻きされたコイルシース22の素線間の隙間を埋めるため、その隙間に汚れが残存する虞が軽減し、コイルシース22内の洗浄が容易になる。

【0039】〔第4実施形態〕図10を参照して本発明の第4実施形態について説明する。本実施形態は上述した第2実施形態の他の変形例である。

【0040】（構成）本実施形態においても操作ワイヤー27に外層17が形成されていない。その代わりに、コイルシース22の内腔に挿通した操作ワイヤー27に可撓性を有した樹脂製のチューブ35を被せたものである。操作ワイヤー27はチューブ35の内面との間に隙間を形成してそのチューブ35内に収納されている。

【0041】また、チューブ35の内外両表面には第2実施形態と同様な微小な凹凸がそれぞれ形成されている。その他の構成は第2実施形態と同様である。

【0042】（作用）第1実施形態と同様である。

【0043】（効果）第2実施形態の効果に加え、操作ワイヤー27が、チューブ35内に収納されていることで、操作ワイヤー27が座屈し難い。

【0044】〔第5実施形態〕図11及び図12を参照して本発明の第5実施形態に係る内視鏡用双極型高周波切開鉗子について説明する。

【0045】（構成）図11はその内視鏡用双極型高周波切開鉗子41を示し、この高周波切開鉗子41は可撓性を有する樹脂チューブ製のシース42を備え、このシース42の部分を体腔内に導入する挿入部としてある。シース42の材料は例えばポリテトラフルオロエチレン、ポリエチレン等の可撓性を有する樹脂によって形成されている。

【0046】シース42の内腔には可撓性を有する撚られたステンレスワイヤー43が2本挿通されている。これらのステンレスワイヤー43はその基端側が操作部44に至り、スライダ45に連結される操作ワイヤーとなっている。これらのステンレスワイヤー43は上記スライダ45に設けられた高周波端子47に接続されている。スライダ45は操作部本体46に沿って前後にスライド自在なものである。

【0047】上記ステンレスワイヤー43の外周面には第1実施形態と同様の樹脂材料製の外層48が形成されている。外層48は第1実施形態と同様にその表面に微小な凹凸が形成されている。

【0048】ステンレスワイヤー43の先端部分はシース42の先端から突没自在に配置され、2本のステンレ

スワイヤー 43 の先端はチップ 49 で結合されている。そして、図 11 で示す如く、チップ 49 で連結された先端部分で輪状のループ部 50 を形成する。このループ部 50 はシース 42 の先端から突き出したとき、輪状にひろがるように予め癖付けされている。また、ステンレスワイヤー 43 のうちループ部 50 を形成する部分を除く、少なくとも上記シース 42 内に挿通される領域の外周に対して上記外層 48 を形成するようにしている。

【0049】（作用）上記操作ワイヤー 46 は燃れたステンレスワイヤー 43 の外表面に外層 48 を備えており、ステンレスワイヤー 43 がほつれ難い構造を保つ。さらに、ステンレスワイヤー 43 に高周波が通電されたときに外層 48 によって電氣的絶縁性が向上する。

【0050】（効果）第 1 実施形態の効果に加えて、シース 42 内での電氣的絶縁性が向上し、医療従事者が本処置具を使用中に漏電事故を受ける心配がなくなる。

【0051】本発明は前述した実施形態のものに限定されるものではない。上記実施形態の説明によれば、少なくとも以下に列記する事項及びそれらを任意に組み合わせた事項のものが得られる。

#### 【0052】＜付記＞

1. 長尺なシースと、このシースの先端に配置された処置部と、上記シースの手元側に配置された操作部と、上記シース内に挿通され上記操作部からの処置部に処置駆動力を伝える伝達部材とを有した医療器具において、上記伝達部材の外表面の少なくとも一部に樹脂製の外層が被覆され、かつ上記外層の外表面の少なくとも一部に上記シースとの滑動性を高める形態で微小な凹凸を形成したことを特徴とする医療器具。

【0053】2. 第 1 項の医療器具において、上記伝達部材が可撓性を有する金属製のワイヤーであり、上記シースがコイルであることを特徴とする医療器具。

【0054】3. 第 1, 2 項の医療器具において、上記微小な凹凸の落差が、平均 1 ミクロンから 15 ミクロンの間、好ましくは 3 ミクロンから 5 ミクロンの間の値であることを特徴とする医療器具。

【0055】4. 第 1, 2, 3 項の医療器具において、上記微小な凹凸が、多数の溝によって形成されていることを特徴とする医療器具。

【0056】5. 第 1, 2, 3, 4 項の医療器具において、上記樹脂被膜が、ポリエチレン、ポリプロピレン、ポリアミド、ポリエステル、ポリアセタール、塩化ビニル、ポリテトラフルオロエチレン、テトラフルオロエチレン／ヘキサフルオロプロピレン共重合体、テトラフルオロエチレン／パーフルオロアルキルビニルエーテル共重合体、エチレン／テトラフルオロエチレン共重合体の中の少なくとも 1 種類を含有した材料で形成されていることを特徴とする医療器具。

【0057】6. 第 1, 2, 3, 4, 5 項の医療器具に

において、上記樹脂製の被覆及び凹凸の形成方法が押し出し成形であることを特徴とする医療器具。

【0058】7. 第 1, 2, 3, 4, 5, 6 項の医療器具において、上記金属製ワイヤーに通電を行うことで電氣的な処置を行う医療器具であって、上記樹脂被覆によって上記金属製ワイヤーの少なくとも被覆部分が電氣的に絶縁状態であることを特徴とする医療器具。

#### 【0059】

【発明の効果】以上説明したように本発明によれば、シース内に挿通され、処置部に処置駆動力を伝える伝達部材が、そのシース内で軽い力量で進退するので、操作部から与えた力量が先端の鉗子駆動部に十分伝わり、有効な処置が軽く行える。

#### 【図面の簡単な説明】

【図 1】第 1 実施形態に係る外科手術用のハサミ鉗子全体を概略的に示す側面図。

【図 2】上記ハサミ鉗子の挿入部の A 部を拡大して示す縦断面図。

【図 3】上記ハサミ鉗子における操作棒の外周を被覆した外層の表面部分を拡大して示す表面図。

【図 4】上記ハサミ鉗子における操作棒とこれを被覆した外層の部分の断面図。

【図 5】第 2 実施形態に係る内視鏡用生検鉗子の全体を概略的に示す側面図。

【図 6】上記内視鏡用生検鉗子のコイルシースの B 部分の縦断面図。

【図 7】上記内視鏡用生検鉗子における操作ワイヤーの外周を被覆した外層の表面部分を拡大して示す表面図。

【図 8】上記内視鏡用生検鉗子における操作ワイヤーとこれを被覆した外層の部分の断面図。

【図 9】第 2 実施形態に係る内視鏡用生検鉗子の変形例のコイルシースの部分の縦断面図。

【図 10】第 2 実施形態に係る内視鏡用生検鉗子の他の変形例のコイルシースの部分の縦断面図。

【図 11】第 5 実施形態に係る内視鏡用双極型高周波切開鉗子の全体を概略的に示す側面図。

【図 12】上記内視鏡用双極型高周波切開鉗子の図 11 で示す C 部を拡大した断面図。

#### 【符号の説明】

1…外科手術用切開鉗子

2…シース

4…操作部

5…操作レバー

8…操作棒

13…処置部

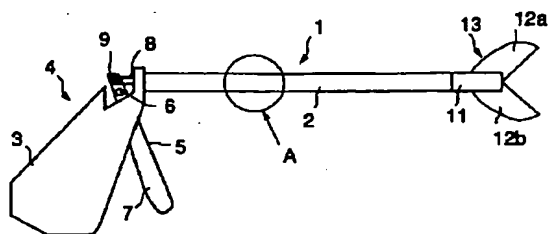
15…芯（軸）

16…外層

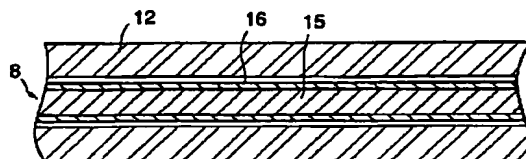
18…凸部

19…凹部

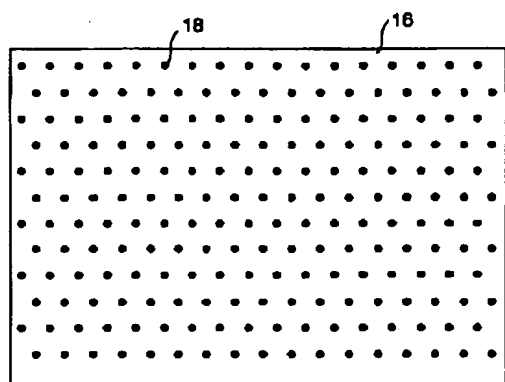
【図1】



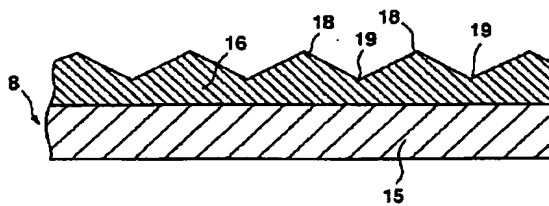
【図2】



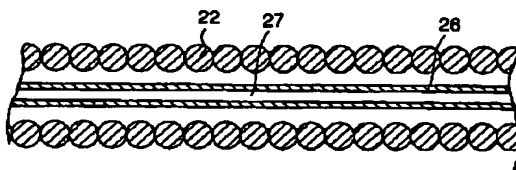
【図3】



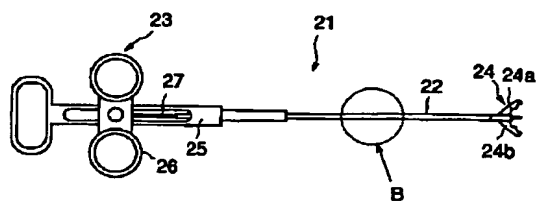
【図4】



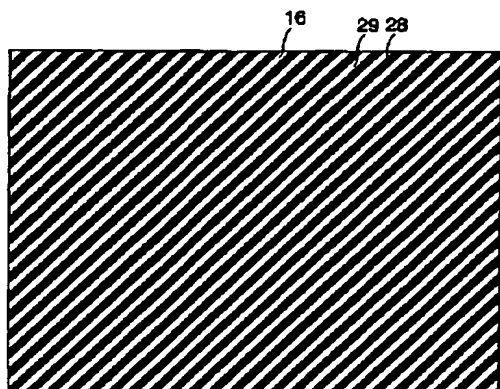
【図6】



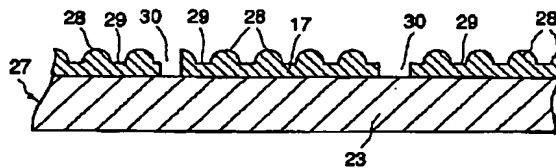
【図5】



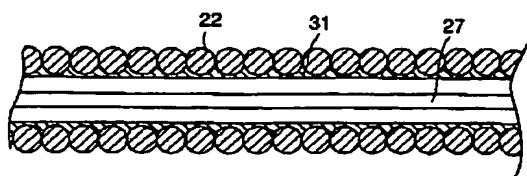
【図7】



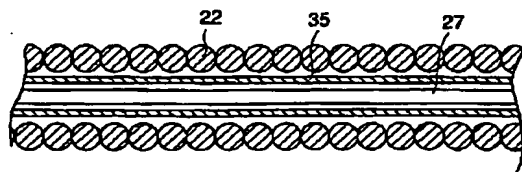
【図8】



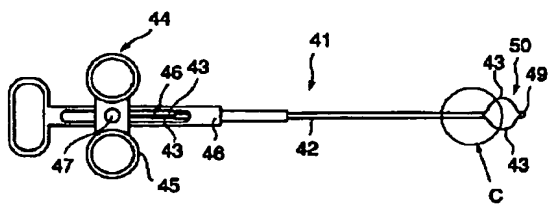
【図9】



【図10】



【図11】



【図12】

